

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-333348

(43)Date of publication of application : 22.12.1995

(51)Int.Cl.

G01T 1/20

A61B 6/03

G01T 1/24

(21)Application number : 06-122198

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 03.06.1994

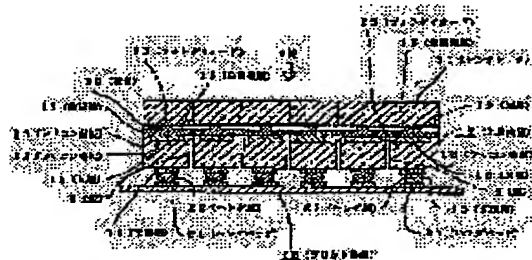
(72)Inventor : SAITO YASUO
MIYAZAKI HIROAKI

(54) RADIATION DETECTOR AND X-RAY CT SYSTEM WITH THIS DETECTOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain an X-ray data over a wide range through single irradiation of X-ray by arranging radiation detection elements with high density in the two-dimensional direction without lowering the detection sensitivity thereof.

CONSTITUTION: Grooves 8 are made in grid in the rear surface of a P-type silicon substrate 14 to form a plurality of silicon protrusions 13 two-dimensionally. A plurality of N layers 16 are then formed on the surface of respective silicon protrusions 13 thus constituting a plurality of photodiodes 23. Each of the N layers 16 is coated with a transparent insulating film 17 and a transparent negative electrode film 18 in order to receive the visible light emitted from a scintillator 11.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 31.05.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 11.11.2003

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-333348

(43) 公開日 平成7年(1995)12月22日

(51) Int.Cl. ^a	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 T 1/20		G 9409-2G		
		E 9409-2G		
A 6 1 B 6/03	3 2 0	S 7517-2J		
G 0 1 T 1/24		9409-2G		

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平6-122198

(22) 出願日 平成6年(1994)6月3日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 斉藤 泰男

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72) 発明者 宮崎 博明

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

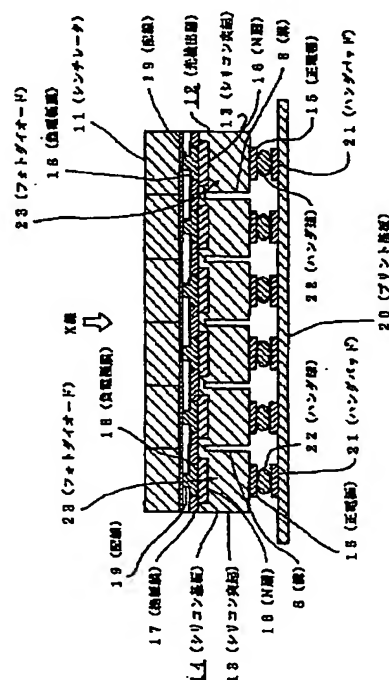
(74) 代理人 弁理士 三好 秀和 (外3名)

(54) 【発明の名称】 放射線検出器およびこれを用いたX線CT装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明は各放射線検出素子の検出感度を低下させることなく、これら各放射線検出素子を2次元方向に高密度で配列を可能にし、これによって1回のX線照射で広い範囲のX線データを得る。

【構成】 P型のシリコン基板14の裏面に格子状に溝8を形成して複数のシリコン突起13を2次元状に形成し、これらの各シリコン突起13の上面側に複数のN層16を形成して、複数のフォトダイオード23を構成するとともに、前記各N層16を覆うように透明な絶縁膜17、透明な負電極膜18を積層して、シンチレータ11から出射される可視光を受光する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の放射線検出素子から成り、入射した放射線を電気信号に変換する放射線検出素子において、

前記放射線検出素子は2次元状に密に配設され、当該各放射線検出素子の放射線入射側とは反対の面に信号配線を取り付けたことを特徴とする放射線検出器。

【請求項2】 入射される放射線を光信号に変換するシンチレータ素子が2次元状に配設されたシンチレータと、

前記各シンチレータ素子毎に設けられ当該各シンチレータ素子からの光信号を電気信号に変換するフォトダイオードと、

前記フォトダイオードの光信号受光面とは反対側に配設され、前記各フォトダイオードからの電気信号を後段の処理回路へ導く配線基板と、

前記各フォトダイオードと配線基板との間をバンプ接続するバンプ接続素子と、を有することを特徴とする放射線検出器。

【請求項3】 前記フォトダイオードは、一体化されたP型シリコン基板に溝を形成して各シンチレータ素子に対応するように分離し、当該分離された各領域の受光部にN層を形成して構成されることを特徴とする請求項2記載の放射線検出器。

【請求項4】 前記フォトダイオードは、一体化されたN型シリコン基板をベースとし、該N型シリコン基板の前記各シンチレータ素子に対応する位置のバンプ接続側から受光側近傍にかけてP層を埋め込んで形成したことを特徴とする請求項2記載の放射線検出器。

【請求項5】 入射される放射線を電気信号に変換する半導体素子を2次元状に配設して構成される半導体検出器と、

該半導体検出器の放射線入射面とは反対側に配設され前記各半導体素子からの電気信号を後段の処理回路へ導く配線基板と、

前記各半導体素子と配線基板との間をバンプ接続するバンプ接続素子と、を有することを特徴とする放射線検出器。

【請求項6】 前記請求項1乃至5のいずれかに記載の放射線検出器を架台回転部に搭載したことを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明はX線等の放射線を直接電気信号に変換したり、放射線を可視光線に変換した後電気信号に変換する放射線検出器およびこれを用いたX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 医療機関などで使用されるX線CT装置では、寝台天板上に載せられた患者を架台装置の孔に侵

入させ、この架台装置の架台回転部内に配置されたX線管球からX線を放射させながら、該X線管球とは患者を介して対向配置されたX線検出器によって前記患者を透過したX線を収集し、これを電気信号(X線データ)に変換する。

【0003】そして、架台回転部を回転させながら、上述した動作を繰り返して、前記患者の1周分(1周分でないときもある)のX線データが得られたとき、前記架台装置および前記寝台装置を制御している操作卓装置内の中央処理回路によって、前記X線データにコンボリューション(畳み込み)やバックプロジェクション(逆投影)等の処理を加えて、前記患者のX線断面画像を再構成し、これを前記操作卓装置の表示装置上に表示する。

【0004】図8はこのようなX線CT装置で使用されるX線検出器の一例を示す斜視図である。

【0005】この図に示すX線検出器201はシンチレータ202と、光検出器203とを組み合わせて構成した検出器であり、患者を透過したX線が入射したとき、シンチレータ202によってこれを可視光に変換した後、光検出器203によって前記可視光を電気信号(X線データ)に変換し、これを出力する。

【0006】この場合、前記光検出器203は図9に示す如くN型シリコンによって構成されるシリコン基板204と、蒸着などの手法によって前記シリコン基板204の裏面(図9では、下面)に形成された導電膜などで構成される負電極205と、イオン注入など手法によって前記シリコン基板204の上面側に所定間隔で形成される複数のP層206と、これらの各P層206の一部を残し、残りの部分を覆うように形成されたシリコン酸化膜などで構成される保護膜207と、蒸着などの手法によって前記保護膜207の各孔部分に形成され、前記各P層206に電気的に接続される正電極208と、図8に示す如く前記シリコン基板204上の端部に形成される複数のコネクタ電極209と、蒸着などの手法によって保護膜207上に形成され、前記各正電極208から出力される電気信号を前記各コネクタ電極209に各々、導く複数の配線210と、前記負電極205を介して前記シリコン基板204が固定されるプリント基板212と、前記各配線210の端部と前記プリント基板212の信号出力端子213とを電気的に接続する複数のボンディングワイヤ211とを備えている。

【0007】そして、シンチレータ202から可視光が出射され、これが保護膜207側に入射したとき、シリコン基板204と各P層206との境界部分の状態を各々変化させて複数の電気信号(X線データ)を生成するとともに、これらの各電気信号に対応する正電極208、各配線210、各コネクタ電極209、各ボンディングワイヤ211を介して、プリント基板212側に出力する。

【0008】図10は一般的なX線CT装置で使用され

るX線検出器の他の一例を示す斜視図である。

【0009】この図に示すX線検出器231は複数の配線232や複数の信号出力端子229などが形成されたプリント基板233と、図11に示す如く前記プリント基板233上に所定間隔で配置される複数の半導体検出器234と、これらの各半導体検出器234の下面に形成され、前記プリント基板233に固定される正電極235と、前記各半導体検出器234の上面に形成される負電極236と、前記プリント基板233の前記各半導体検出器234の近傍に各々垂設される棒状の信号取出し電極237と、これらの各信号取出し電極237の上端と前記各半導体検出器234に上部に形成された負電極236とを電氣的に接続する複数のボンディングワイヤ238とを備えている。

【0010】そして、各半導体検出器234の上面側から、患者を透過したX線が入射したとき、各半導体検出器234によって前記X線を直接、電気信号(X線データ)に変換し、これらの各電気信号を、各ボンディングワイヤ238、各信号取出し電極237を介して、プリント基板233側に出力する。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】ところで、近年、スライス方向に複数列のX線検出素子アレイを配列(即ち、2次元配列)し、1回のX線照射によって2次元のX線データを収集し、複数のCT画像を得ようとする試みが検討されている。

【0012】そこで、図8に示したX線検出器201をスライス方向に複数列配置してX線を収集する方法が考えられる。しかしながら、このような方法では、コネクタ電極209や配線210等の占有スペースが大きいの
30 で、X線の検出感度が低下してしまい、これによってCT画像の画質が著しく劣化してしまうという欠点がある。

【0013】また、図10に示したX線検出器231をスライス方向に並設して2次元のX線データを収集する方法においても、やはり信号取出し電極237、ボンディングワイヤ238等の占有面積が大きくなるのでX線の検出感度が低下してしまうという欠点がある。

【0014】本発明は上記の事情に鑑み、各放射線検出素子の検出感度を低下させることなく、これら各放射線検出素子を2次元方向に高密度で配列することができ、
40 これによって1回のX線照射で広い範囲のX線データを得ることができる放射線検出器およびこれを用いたX線CT装置を提供することを目的としている。

【0015】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するために本願第1の発明に係る放射線検出器は、複数の放射線検出素子から成り、入射した放射線を電気信号に変換する放射線検出素子において、前記放射線検出素子は2次元状に密に配設され、当該各放射線検出素子の放射線
50

入射側とは反対の面に信号配線を取り付けたことが特徴である。

【0016】また、第2の発明に係る放射線検出器は、入射される放射線を光信号に変換するシンチレータ素子が2次元状に配設されたシンチレータと、前記各シンチレータ素子毎に設けられ当該各シンチレータ素子からの光信号を電気信号に変換するフォトダイオードと、前記フォトダイオードの光信号受光面とは反対側に配設され、前記各フォトダイオードからの電気信号を後段の処理回路へ導く配線基板と、前記各フォトダイオードと配線基板との間をバンプ接続するバンプ接続素子と、を有することを特徴とする。

【0017】また、第3の発明に係る放射線検出器は、前記第2の発明において、前記フォトダイオードは、一体化されたP型シリコン基板に溝を形成して各シンチレータ素子に対応するように分離し、当該分離された各領域の受光部にN層を形成して構成されることを特徴とする。

【0018】更に、第4の発明に係る放射線検出器は、
20 前記第2の発明において、前記フォトダイオードは、一体化されたN型シリコン基板をベースとし、該N型シリコン基板の前記各シンチレータ素子に対応する位置のバンプ接続側から受光側近傍にかけてP層を埋め込んで形成したことを特徴とする。

【0019】本願第5の発明に係る放射線検出器は、入射される放射線を電気信号に変換する半導体素子を2次元状に配設して構成される半導体検出器と、該半導体検出器の放射線入射面とは反対側に配設され前記各半導体素子からの電気信号を後段の処理回路へ導く配線基板と、前記各半導体素子と配線基板との間をバンプ接続するバンプ接続素子と、を有することを特徴とする。

【0020】本願第6の発明に係るX線CT装置は、前記第1の発明乃至第5の発明のいずれかに記載の放射線検出器を架台回転部に搭載したことを特徴とする。

【0021】

【作用】上述の如く構成された本願第1乃至第5の発明の放射線検出器によれば、各放射線検出素子の、放射線入射面とは反対側の面から電気信号を取り出すことができるので、電気信号用の配線が放射線入射面側に露出することは無い。従って、検出感度を低下させることなく2次元の放射線データを検出することができる。

【0022】また、本願第6の発明のX線CT装置によれば、前記第1乃至第5の発明の放射線検出器を用いて被検体を透過した後のX線を収集するので、1度のX線の曝射で複数枚の断層像を撮影することができるようになる。

【0023】

【実施例】図1は本発明に係る放射線検出器を搭載したX線CT装置の構成を示す斜視図である。

【0024】この図に示すX線CT装置1は診察対象と

なる患者が載せられる寝台装置 2 と、架台回転部 9 内に、X線管球およびX線検出器 10 などを有し、前記寝台装置 2 に載せられている患者に対してX線を照射しながら、X線データを収集する架台装置 3 と、医師（または、技師）の操作内容に基づき、前記架台装置 3 および前記寝台装置 2 を制御するとともに、前記架台装置 3 によって収集されたX線データに基づいて前記患者のX線断面画像などを生成して画像表示装置 4 上に表示する操作卓装置 5 などとを備えている。

【0025】そして、診察対象となる患者を寝台装置 2 上に載せ、操作卓装置 5 の操作内容に基づいて前記寝台装置 2 上に載せられている患者の高さや位置などを調整した後、中央部分に孔が形成された架台装置 3 に前記患者を通しながら、架台装置 3 からX線を出射させて、前記患者を透過したX線データを収集し、このX線データに基づいて前記患者のX線断面画像を作成し、これを前記操作卓装置 5 の画像表示装置 4 上に表示する。

【0026】この後、前記画像表示装置 4 上に表示されている各X線断面画像のうち、診断に必要なX線断面画像をイメージャ装置（図示は省略する）に転送してフィルム上に焼き付け、医師による診断で使用させる。

【0027】図 2 は本発明の第 1 実施例に係るX線検出器の構成図、図 3 は図 2 の C-C 断面図である。図 2 に示すX線検出器 10 はシンチレータ 11 と、光検出器 12 とを組み合わせて構成した検出器であり、患者を透過したX線が入射したとき、シンチレータ 11 によってこれを可視光に変換した後、光検出器 12 によって該可視光を電気信号（X線データ）に変換し、これを出力する。

【0028】前記光検出器 12 は P 型シリコンによって構成され、その裏面に形成された格子状の溝 8 によって複数のシリコン突起 13 が形成されたシリコン基板 14 と、図 3 に示す如く蒸着などの手法によって前記各シリコン突起 13 の面上に形成された導電膜などで構成される複数の正電極（信号電極）15 と、イオン注入など手法によって前記シリコン基板 14 の上面側に所定間隔で格子配列となるように形成される複数の N 層 16 と、これらの各 N 層 16 の一部を残し、残りの部分を覆うように形成されたシリコン酸化膜などで構成される透明な絶縁膜 17 と、蒸着などの手法によって絶縁膜 17 上に形成され、前記絶縁膜 17 の各孔部分を介して前記各 N 層 16 に電気的に接続される透明な複数の負電極膜 18 と、前記絶縁膜 17 上に配置され、前記各負電極膜 18 を相互に接続して負電圧を与える透明な配線 19 と、前記各正電極 15 とプリント基板 20 に形成された各ハンダパッド 21 とをバンプ接続する複数のハンダ球 22 とを備えている。

【0029】そして、シンチレータ 11 から可視光が出射され、これが負電極膜 18 側に入射したとき、これを透明な負電極膜 18、透明な絶縁膜 17、薄い N 層 16

を介して P 型のシリコン基板 13 と N 層 16 との境界部分に導き、これによってこの部分の状態を変化させて、電気信号（X線データ）を発生させるとともに、これらの電気信号を各シリコン突起 13 の各正電極 15、ハンダ球 22、プリント基板 20 側のハンダパッド 21 を介してプリント基板 20 の端部や裏面などに形成された信号出力端子（図示は省略する）から外部に出力する。

【0030】この場合、シリコン基板 14 の裏面側に形成した格子状の溝 8 によってシリコン基板 14 の裏面側を物理的に分割して複数のシリコン突起 13 を形成しているため、各 N 層 16 と P 型のシリコン突起 13 との間に発生する電気信号のクロストークを防止できるとともに、各シリコン突起 13 を高密度で、かつ一定間隔で規則正しく配置することができる。

【0031】また、各シリコン突起 13 に正電極 15 を形成し、これらの各正電極 15 にハンダ球 22 を取り付け、リフロー加熱により前記ハンダ球 22 を溶融させてシリコン基板 14 側の各正電極 15 と、プリント基板 20 側の各ハンダパッド 21 とを各々、バンプ接続するようにしているので、ボンディングワイヤやコネクタなどを使用することなく、各シリコン突起 13 の正電極 15 から出力される電気信号をプリント基板 20 側に伝達することができ、これによって高密度接続処理を容易に行うことができる。

【0032】このように、第 1 実施例によるX線検出器 10 においては、P 型のシリコン基板 14 の裏面に格子状に溝 8 を形成して複数のシリコン突起 13 を 2 次元状に形成し、これらの各シリコン突起 13 の上面側に複数の N 層 16 を形成して、複数のフォトダイオード 23 を構成するとともに、前記各 N 層 16 を覆うように透明な絶縁膜 17、透明な負電極膜 18 を積層して、シンチレータ 11 から出射される可視光を受光するようにしているので、各フォトダイオード 23 の有感領域を小さくすることなくこれらの各フォトダイオード 23 を 2 次元方向に高密度で配置して入射したX線を高い 2 次元分解能で検出することができる。

【0033】そして、このX線検出器 10 を架台回転部 9 に配置することにより、この実施例によるX線 CT 装置 1 では、1 回のX線照射によって広い範囲のX線断面画像を得ることができる。

【0034】図 4 は本発明による放射線検出器の第 2 実施例を示すX線検出器の斜視図であり、図 5 は図 4 の D-D 断面図である。

【0035】図 4 に示すX線検出器 30 はシンチレータ 31 と、光検出器 32 とを組み合わせて構成した検出器であり、患者を透過したX線が入射したとき、シンチレータ 31 によってこれを可視光に変換した後、光検出器 32 によって前記可視光を電気信号（X線データ）に変換し、これを出力する。

【0036】前記光検出器 32 は図 5 に示す如く N 型シ

10

20

30

40

50

リコンによって構成されるシリコン基板 33 と、イオン注入など手法によって前記シリコン基板 33 の裏面側から上面側の近傍付近まで不純物を注入することにより、所定間隔で格子状配列となるように形成される複数の角柱状 P 層 34 と、蒸着などの手法によって前記各角柱状 P 層 34 の下面上に形成された導電膜などで構成される複数の正電極（信号電極）35 と、蒸着などの手法によって前記シリコン基板 33 の上面側を覆うように形成される透明な負電極膜 36 と、前記各正電極 35 とプリント基板 37 に形成された各ハンダパッド 38 とをバンプ接続する複数のハンダ球 39 とを備えている。

【0037】そして、シンチレータ 31 から可視光が出射され、これが負電極膜 36 側に入射したとき、これを透明な負電極膜 36、シリコン基板 33 の薄い部分（薄い N 層）を介してシリコン基板 33 と、角柱状 P 層 34 との境界部分に導き、これによってこの部分の状態を変化させて、電気信号（X 線データ）を発生させるとともに、これらの電気信号を各角柱状 P 層 34 の各正電極 35、ハンダ球 39、プリント基板 37 側のハンダパッド 38 を介してプリント基板 37 の端部や裏面などに形成された信号出力端子（図示は省略する）から外部に出力する。

【0038】この場合、シリコン基板 33 の裏面側から不純物をイオン注入して受光面まで伸びる角柱状 P 層 34 を形成し、これらの各角柱状 P 層 34 の間に N 型のシリコンを残して、各角柱状 P 層 34 を電気的に分離するようにしているので、各角柱状 P 層 34 と N 型のシリコンとの間に発生した電気信号がクロストークしないようにすることができるとともに、各角柱状 P 層 34 を高密度で、かつ一定間隔で規則正しく配置することができる。

【0039】また、各角柱状 P 層 34 に正電極 35 を形成し、これらの各正電極 35 にハンダ球 39 を取り付け、リフロー加熱により、ハンダ球 39 を溶融させてシリコン基板 33 側の各正電極 35 と、プリント基板 37 側のハンダパッド 38 とをバンプ接続するようにしているので、ボンディングワイヤやコネクタなどを使用することなく、各角柱状 P 層 34 の正電極 35 から出力される電気信号をプリント基板 37 側に伝達することができ、これによって高密度接続処理を容易にすることができる。

【0040】このように、第 2 実施例による X 線検出器 30 においては、シリコン基板 33 の下面側から不純物をイオン注入して受光面まで伸びる角柱状 P 層 34 を形成し、これらの各角柱状 P 層 34 の間に N 型のシリコンを残して、各角柱状 P 層 34 を電気的に分離して複数のフォトダイオード 40 を構成するとともに、シリコン基板 33 の上面側に透明な負電極膜 36 を形成して、シンチレータ 31 から出射される可視光を受光するようにしている、各フォトダイオード 40 の有感領域を小さく

くすることなく、これらの各フォトダイオード 40 を 2 次元方向に高密度で配置して入射した X 線を高い 2 次元分解能で検出することができる。

【0041】図 6 は本発明による放射線検出器の第 3 実施例を示す X 線検出器の斜視図、図 7 は図 6 に示す E-E 断面図である。

【0042】図 6 に示す X 線検出器 50 は X 線が入射したとき、電荷を発生する CdTe などの重元素を含む半導体によって構成され、その裏面に形成された格子状の溝 51 によって複数の半導体突起 52 が形成された半導体基板 53 と、図 7 に示す如く蒸着などの手法によって前記各半導体突起 52 の面上に形成された導電膜などで構成される複数の正電極（信号電極）54 と、蒸着などの手法によって前記半導体基板 53 の上面に形成される透明な負電極膜 55 と、前記各正電極 54 とプリント基板 56 に形成された各ハンダパッド 57 とをバンプ接続する複数のハンダ球 58 とを備えている。

【0043】そして、患者を透過した X 線が負電極膜 55 側に入射したとき、負電極膜 55、半導体突起 52 および正電極 54 によって構成される各 X 線検出素子 59 により、前記 X 線に応じた電気信号（X 線データ）を発生させるとともに、これらの電気信号を各 X 線検出素子 59 の各正電極 54、ハンダ球 58、プリント基板 56 側のハンダパッド 57 を介してプリント基板 56 の端部や裏面などに形成された信号出力端子（図示は省略する）から外部に出力する。

【0044】この場合、半導体基板 53 の裏面側に形成した格子状の溝 51 によって半導体基板 53 の裏面側を物理的に分割して複数の半導体突起 52 を形成するようにしているので、各半導体突起 52 で発生した電気信号がクロストークしないようにすることができるとともに、各半導体突起 52 を高密度で、かつ一定間隔で規則正しく配置することができる。

【0045】また、各半導体突起 52 に正電極 54 を形成し、これらの各正電極 54 にハンダ球 58 を取り付け、リフロー加熱により、ハンダ球 58 を溶融させて、半導体基板 53 側の正電極 54 をプリント基板 56 側のハンダパッド 57 にバンプ接続するようにしているので、ボンディングワイヤやコネクタなどを使用することなく、各半導体突起 52 の正電極 54 から出力される電気信号をプリント基板 56 側に伝達することができ、これによって高密度接続処理を容易にすることができる。

【0046】このように、第 3 実施例による X 線検出器 50 においては、半導体基板 53 の裏面に格子状に溝 51 を形成して複数の半導体突起 52 を 2 次元状に形成し、これらの各半導体突起 52 の下面に正電極 54 を形成するとともに、前記半導体基板 53 の上面側に透明な負電極膜 55 を形成して、この負電極膜 55 側で、患者を透過した X 線を受光するようにしている、各半導体素子 53 の有感領域を小さくすることなくこれらの各

半導体素子 53 を 2 次元方向に高密度で配置して入射した X 線を高い 2 次元分解能で検出することができる。

【0047】なお、上記した各実施例では放射線検出器として X 線検出器を例に説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、SPECT 装置や PET 装置に用いられる放射線検出器についても適用できることは自明である。

【0048】

【発明の効果】以上説明したように本発明の放射線検出器によれば、各放射線検出素子の検出感度を低下させることなく、これら各放射線検出素子を 2 次元方向に高密度で配列することができ、これによって 1 回の X 線照射で広い範囲の X 線データを得ることができる。また、本発明の X 線 CT 装置では、架台回転部を 1 回転させるだけで、複数のスライス面における X 線断面画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による放射線検出器およびこれを用いた X 線 CT 装置の一実施例を示す斜視図である。

【図 2】図 1 に示す X 線検出器の詳細な構成例を示す斜視図である。

【図 3】図 2 に示す X 線検出器を C-C 線で切断したときの断面図である。

【図 4】本発明による放射線検出器の他の実施例を示す X 線検出器の斜視図である。

【図 5】図 4 に示す X 線検出器を D-D 線で切断したときの断面図である。

【図 6】本発明による放射線検出器の他の実施例を示す X 線検出器の斜視図である。

【図 7】図 6 に示す X 線検出器を D-D 線で切断したときの断面図である。

【図 8】X 線 CT 装置で使用される X 線検出器の従来例を示す斜視図である。

【図 9】図 8 に示す X 線検出器を A-A 線で切断したときの断面図である。

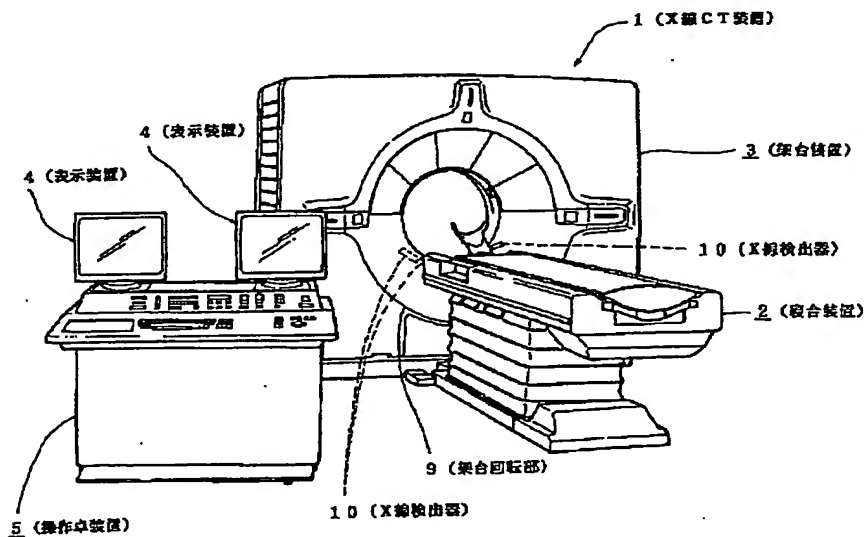
【図 10】X 線 CT 装置で使用される X 線検出器の他の従来例を示す斜視図である。

【図 11】図 10 に示す X 線検出器を B-B 線で切断したときの断面図である。

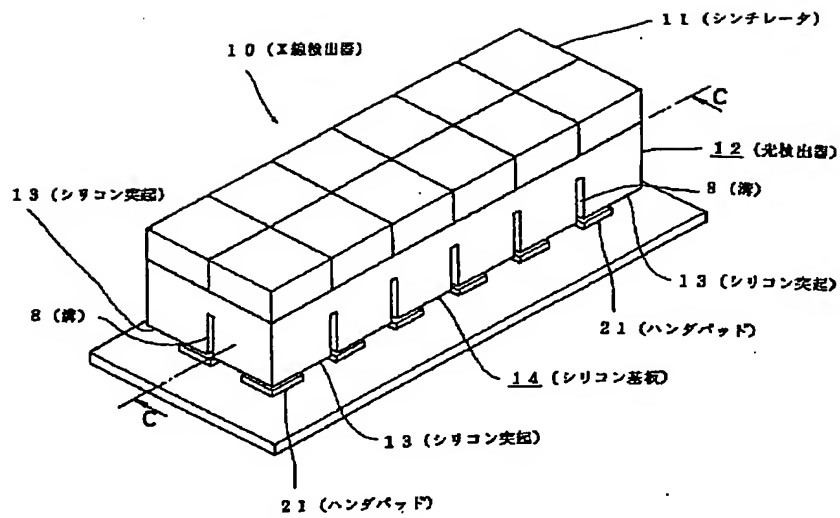
【符号の説明】

- | | | |
|----------------------------|-------------------|------------|
| 1 X 線 CT 装置 | 2 寝台装置 | 3 架台装置 |
| 4 画像表示装置 | | |
| 5 操作卓装置 | 8, 51 溝 | 9 架台回転部 |
| 10, 30, 50 X 線検出器 (放射線検出器) | | |
| 11, 31 シンチレータ | 12 光検出器 | |
| 13 シリコン突起 (放射線検出素子) | 14, 33 シリコン基板 | |
| 15, 35, 54 正電極 | 16 N 層 | 17 絶縁膜 |
| 18, 36, 55 負電極膜 | 19 配線 | |
| 20, 37, 56 プリント基板 | 21, 38, 57 ハンダパッド | |
| 22, 39, 58 ハンダ球 (パンプ接続素子) | | |
| 23, 40 フォトダイオード | 32 光検出器 | |
| 34 角柱状 P 層 | | |
| 52 半導体突起 | 53 半導体基板 | 59 X 線検出素子 |

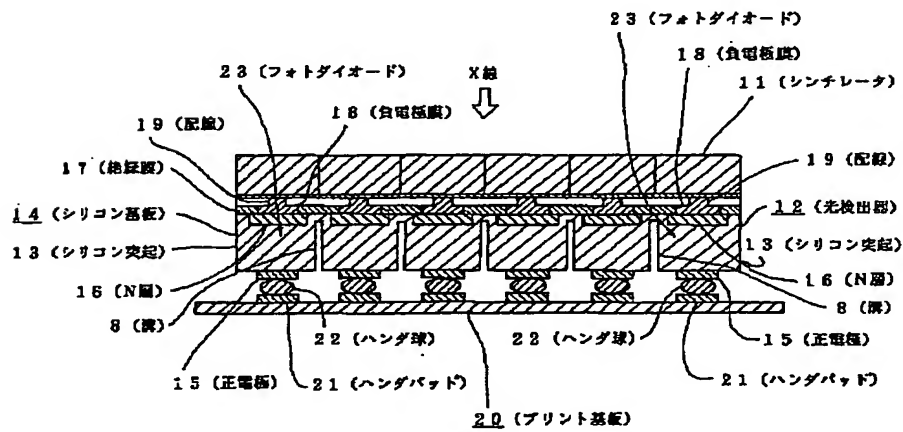
【図 1】



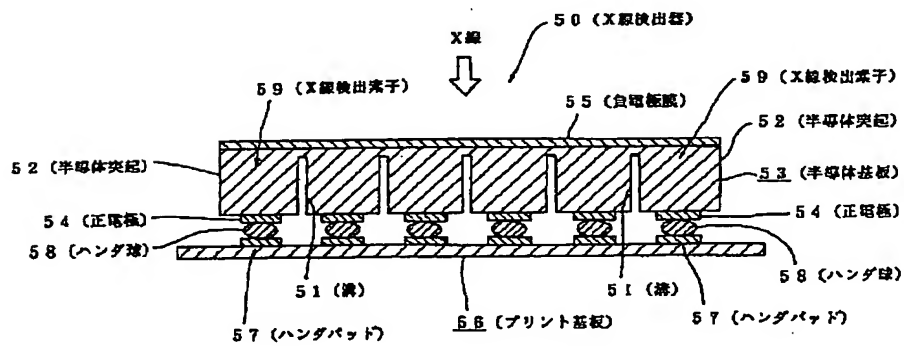
【図2】



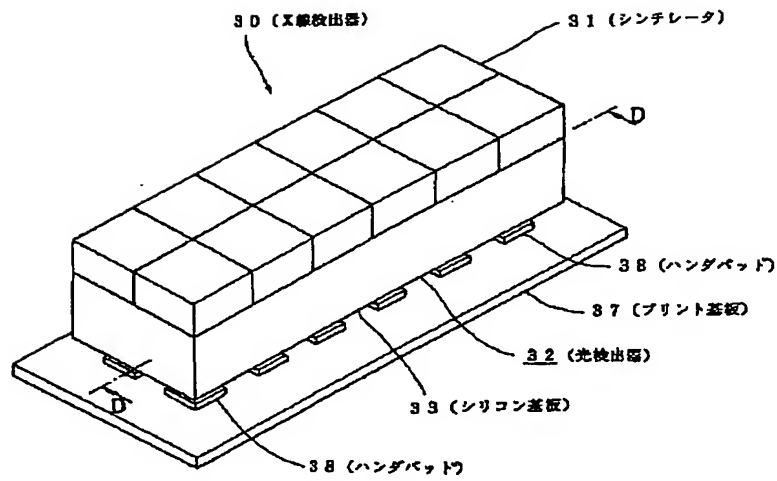
【図3】



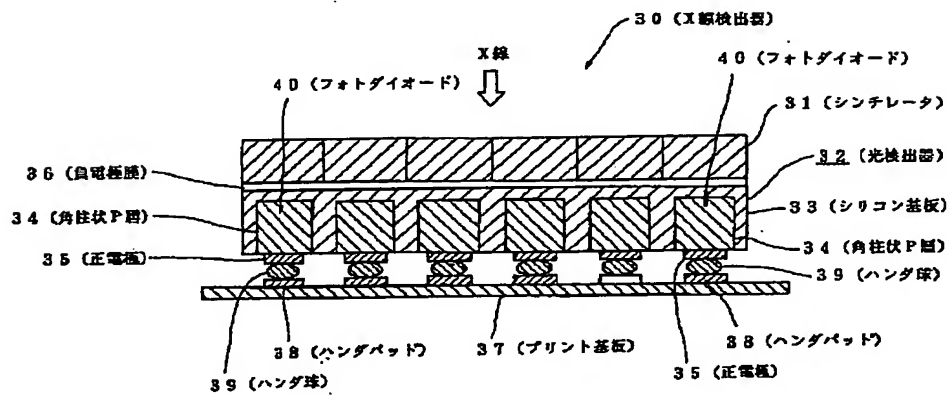
【図7】



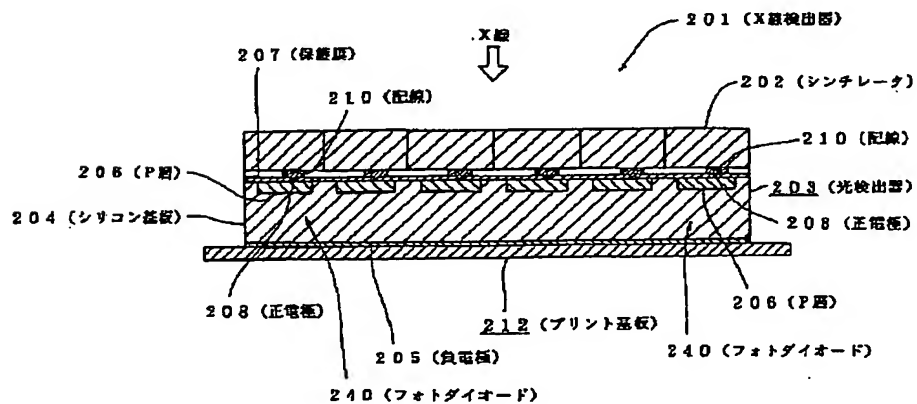
【図4】



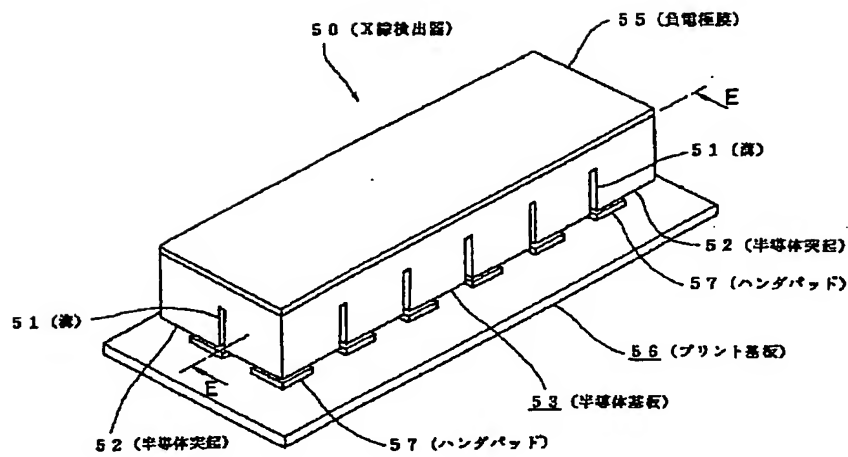
【図5】



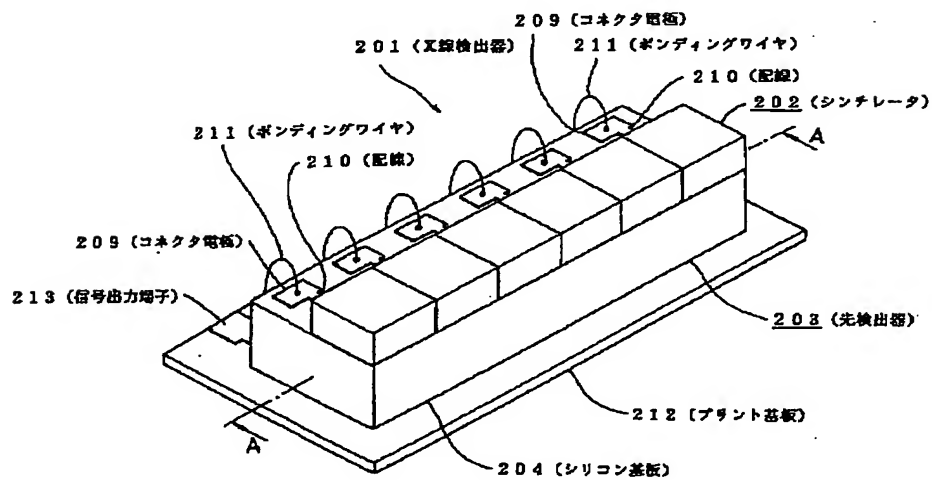
【図9】



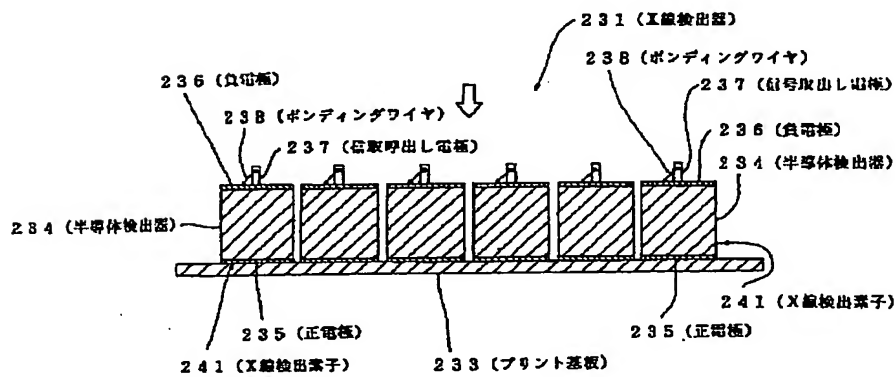
【図6】



【図8】



【図11】



[illegible]